

Aus der I. Inneren Abteilung des Städtischen Krankenhauses Neukölln
Ärztlicher Direktor: Professor Dr.med. K. Holldack

EINE EINRICHTUNG ZUR ZERLEGUNG VON HERZGERÄUSCHEN

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Cornelius Blesius

aus Berlin

1965

~~1964~~

Aus der I. Inneren Abteilung des Städtischen Krankenhauses Neukölln
Ärztlicher Direktor: Professor Dr.med. K. Holldack

EINE EINRICHTUNG ZUR ZERLEGUNG VON HERZGERÄUSCHEN



INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Cornelius Blesius
aus Berlin

1964

Dekan: Professor Dr.med. Adalbert L o e s c h k e

Referent: Professor Dr.med. Klaus H o l l d a c k

Korreferent: Professor Dr.med., Dr.sc.h.c., Dr.med.vet.h.c.

Dr.med.h.c. Hans Freiherr v. K r e ß

Gedruckt mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der
Freien Universität Berlin.

Promoviert am: 6. April 1965

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Einleitung	1
Vorbemerkung	2
Problemstellung	4
I. Die vom Herzen ausgehenden Geräusche	4
A. Frequenz	4
B. Schallstärke	4
C. Dauer	6
D. Intervalle	6
II. Die Eigenschaften des akustischen Sinnesorgans	6
A. Frequenz	6
B. Intensität	7
C. Dauer	8
D. Intervalldauer	9
III. Folgerung für die Gestaltung der Übertragung	11
A. Frequenz	11
B. Intensität	11
C. Dauer	12
D. Intervalldauer	13
IV. Grenzen der Registriertechnik	13
Methode	14
A. Übersicht	15
B. Elektrokardiogramm	18
C. Start	18
D. Zeitgeber	19
E. Herzschall	20
F. Schalter	22
G. Aufnahme	26
H. Kontrolle	26
I. Wiedergabe	27
Ergebnisse	29
I. Trennung der einzelnen im Herzschall enthalte- nen Komponente	29
A. Darstellung eines Systolischen Geräusches	30
B. Auftrennung eines Bigeminus	30

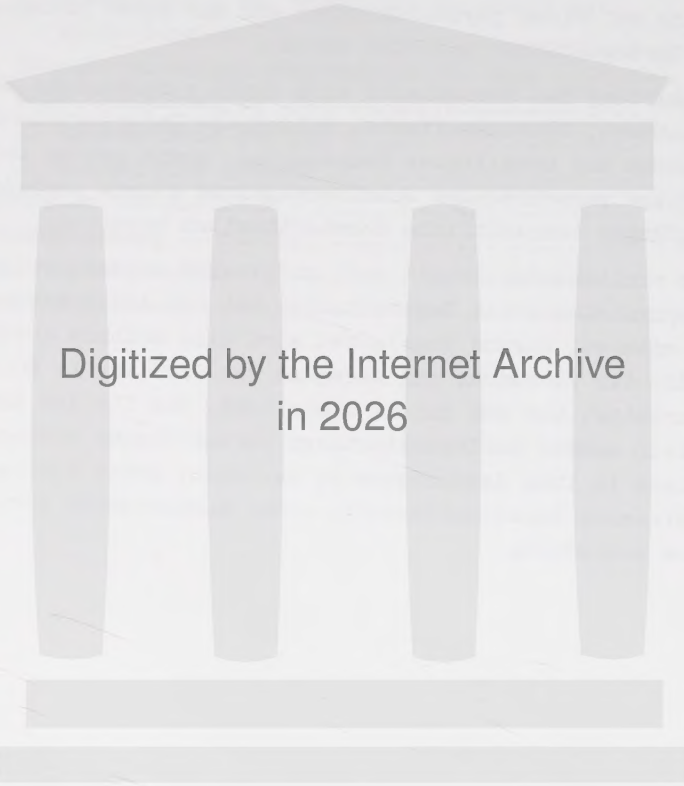
	Seite
C. Geräuschbild bei Endocarditis	30
D. Geräuschbild bei operierter Mitralstenose.	32
E. Geräuschbild eines unreinen Mitralvitium .	33
F. Geräuschbild bei III. Ton und respiratori- scher Spaltung	34
G. Geräuschbild bei absoluter Arrhythmie mit.. Systolicum	35
II. Auswahl einzelner Komponenten für eine	
Schwingungsanalyse	37
A. Rechnerische Analyse	37
B. Mechanische Analyse	39
Diskussion und Ausblick	42
Zusammenfassung	44
Literaturverzeichnis	45
Lebenslauf	47

EINLEITUNG

Die Auskultation des Herzens zählt zu den einfachen Untersuchungsmethoden, sie steht am Anfang einer jeden Herzdiagnose. Ungeachtet der leichten Anwendung stellt die Auskultation erhebliche Anforderungen an den Untersucher: der Herzschall, den der Untersucher in seinem Stethoskop hört, muß von ihm in Hinblick auf einen physiologischen und auf einen pathologischen Geräuschbefund gedeutet werden.

Die Bewertung des Herzschalls wird durch verschiedene Umstände erschwert, Täubungseffekte, allzugroße Unterschiede in der Lautstärke der beteiligten Komponenten, sowie rasche Aufeinanderfolge verschiedener Schallereignisse können insbesondere dem Anfänger beträchtliche Schwierigkeiten bereiten.

In der vorliegenden Arbeit soll aufgezeigt werden, welche sinnesphysiologischen Gegebenheiten bei der Auskultation eine Rolle spielen, daraus abgeleitet wird eine Methode beschrieben, die der Verfasser auf Anregung von Prof. Dr. K. HOLLDACK, ausgearbeitet hat und die es ermöglicht, die für den Anfänger akustisch schwer differenzierbaren Herzgeräusche optisch und akustisch in ihre Komponenten zu zerlegen, sowie darüberhinaus einzelne Herzschallanteile einer harmonischen Frequenzanalyse zuzuführen.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

VORBEREITUNG

In der vorliegenden Arbeit werden häufig bestimmte Maßeinheiten und deren Abkürzungen verwendet, es soll ihr daher eine Zusammenstellung der gebrauchten Abkürzungen und deren Definitionen vorausgeschickt werden.

1. ZEIT (t)

1 msec = 1 Millisekunde = 0,001 Sekunde

2. FREQUENZ (f)

Hz = Die Anzahl der Schwingungen in der Zeiteinheit 1 Sekunde.

3. SCHALLDRUCK (p)

= 1 Mikrobar = 10^{-3} Millibar = 10^{-6} Bar. (Zum Vergleich: 1 physik. Atmosphäre = 760 mm Hg = 1013,5 Millibar.)

4. INTENSITÄT (J) gemessen in $\text{g/sec}^3 = \text{erg/cm}^2\text{sec}$
nennt man die in der Zeiteinheit durch eine zur Schallrichtung senkrechte Flächeneinheit durchtretende Energiemenge. Zu dem Schalldruck besteht die Beziehung

$$J = \frac{p^2}{2\rho c},$$

wobei ρ die mittlere Dichte des schwingenden Mediums und c die Schallgeschwindigkeit darin bedeuten.

5. DEZIBEL (db)

Werden zwei Intensitäten miteinander verglichen, so wird ihr Verhältnis in Dezibel ausgedrückt. Die Dezibelskala ist ein logarithmisches Maßsystem und dient dazu, Meßwerte mit weiter Streuung übersichtlich zu erfassen.

Ein Dezibel ist der zehnfache Logarithmus zur Basis 10 des Verhältnisses zweier akustischer Intensitäten:

$$db = 10 \log_{10} \frac{\text{gemessene akust. Intensität}}{\text{akust. Bezugs-Intensität}} .$$

Da in der Akustik häufiger die Schalldrucke, als die Schallintensitäten gemessen werden und da eine quadratische Beziehung zwischen Intensität und Druck herrscht - die Intensität ist dem Quadrat des Druckes proportional - verwendet man für den Vergleich von Schalldrücken in db bezogen auf 0,0002 Mikrobar

$$db = 20 \log_{10} \frac{\text{gemessener Druck (dyn/cm}^2\text{)}}{0,0002} .$$

In der Akustik bezieht man sich übereinkunftsgemäß auf den Hörschwellendruck bei 1000 Hz, der im Mittel 0,0002 Mikrobar beträgt. Dieser Druck gilt als 0 db des Schalldruckes.

PROBLEMSTELLUNG

Die Problematik der Herzauskultation besteht aus drei Fragen (1)

1. Was für akustische Phänomene entstehen bei der Herzrevolution und woher rühren die entsprechenden Schwingungen?
2. Wie werden sie unserem Ohr übertragen?
3. Wie werden sie von unserem akustischen Sinnesorgan perzipiert?

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollen die Charakteristika der vom Herzen ausgehenden Geräusche, sowie die Eigenschaften des menschlichen Gehörorgans kurz dargestellt werden, soweit sie in den Bereich der Herzauskultation fallen. Daraus sollen sich Folgerungen für eine sinnvolle Gestaltung der Schallübertragung von der Brustwand zum Ohr ableiten.

I. Die vom Herzen ausgehenden Geräusche.

Die bei der Herzrevolution entstehenden Schwingungen sind der Auskultation auf der Thoraxwand zugänglich. Die Schwingungswellen durchlaufen in Form von longitudinalen Schwingungen das zwischen dem Ort ihrer Entstehung und dem Ort der Schwingungsaufnahme befindliche Gewebe und erleiden dabei verschiedene Veränderungen, bevor sie auf der Thoraxwand erscheinen.

A. FREQUENZ

Die durch das Herz verursachten registrierbaren Schwingungen verteilen sich über einen Frequenzbereich von etwa 1 Hz bis 800 Hz. In Ausnahmefällen erreichen diastolische Geräusche bei der Aorteninsuffizienz eine Frequenz bis zu 1600 Hz, wie YOSHIMURA et al. (2) beobachten konnten.

B. SCHALLSTÄRKE

Die Intensität des Herzschalls nimmt allgemein mit steigender Frequenz ab, oft als natürlicher Amplitudenabfall bezeichnet. (28) Eine Analyse des Schallspektrums nach FOURIER, oder mit Hilfe eines Bandpassfilters, führt angenähert zu der Beziehung

$$I = k f^{-2},$$

d.h. die Intensitäten der Schwingungen nehmen mit dem Quadrat

der ansteigenden Frequenz ab, wobei I = Intensität, k = einen Proportionalitätsfaktor und f = Frequenz bedeutet. Ein Grund für diesen Abfall nach den höheren Frequenzen hin mag darin zu finden sein, daß bei der Schwingungsfortpflanzung durch das Gewebe, das hier als Summe einzelner elastischer Massenspunkte angesehen werden kann, für die Erregung mit einer höheren Frequenz eine größere Beschleunigungsarbeit zu leisten ist, als für eine niedrige Frequenz. So erfahren die höheren Frequenzen bei vorausgesetzt gleicher Anfangselongation bei der Fortleitung eine größere Dämpfung, als die niedrigeren Frequenzen. (vgl. Abb. 1)

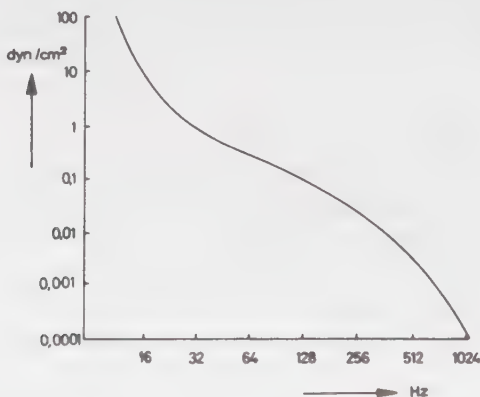


Abb. 1 Frequenz-Intensitätsspektrum des Herzschalls. Mit steigender Frequenz (Hz) sinkt der auf der Thoraxwand gemessene Schalldruck (dyn/cm^2) des Herzschalls ab.

Die Kurve weicht im Bereich von etwa 30 Hz bis 150 Hz von dem erwarteten geradlinig logarithmisch fallenden Verlauf ab und weist dort größere Intensitäten auf. Das kann als Hinweis auf günstige Schallübertragungsbedingungen im Bereich der Abweichung gelten. Tatsächlich findet man, daß die Resonanz des Brustwandgewebes -McKUSICK (3) gibt sie mit 120 Hz für den Erwachsenen an- inmitten des fraglichen Bereiches liegt. Aus der Abbildung ist ersichtlich, daß der Intensitätsunterschied für die Frequenzen 30 Hz und 800 Hz etwa tausendfach ist,

der Schalldruck beträgt für 30 Hz etwa 1 dyn cm^{-2} , für 800 Hz etwa $0,001 \text{ dyn cm}^{-2}$, ihr Intensitätsunterschied demnach 60 db.

C. DAUER.

Bei der Herzauskultation lassen sich langzeitige und kurzzeitige Schallereignisse unterscheiden.

Langzeitige Geräusche können während der gesamten Herzrevolution hörbar sein, ein derartiges Geräusch wird beispielsweise durch einen offengebliebenen Ductus arteriosus BOTALLI verursacht. Als kurzzeitiges Geräusch sei hier der etwa 30 msec dauernde Mitralöffnungston (MÖT) angeführt. Auch extrakardiale Geräusche zählen häufig zu den kurzzeitigen Schallereignissen, ihre Dauer beträgt oftmals Werte um 20 msec ("Klick").

D. INTERVALLE

Weiterhin ist das Auftreten stummer Intervalle zwischen den einzelnen Schallereignissen von Bedeutung. Bei Vorliegen physiologischer Verhältnisse besteht zwischen dem ersten und dem zweiten Herzton eine Pause von etwa 220 msec, dem zweiten Ton folgt die Pause der wechselnd langen Diastole. Durch Spaltung der Herztöne, sowie durch das Auftreten weiterer vom Herzen ausgehender Geräusche können sehr kurzzeitige Pausen zwischen den einzelnen Schallereignissen entstehen. Die dabei von Fall zu Fall variablen Intervalle können zwischen 0 msec, d.h. im pausenlosen Anschluß, und der nicht näher definierten Zeit bis zum nächsten Herzschlag jeden Wert einnehmen.

II. Die Eigenschaften des akustischen Sinnesorganes.

Das menschliche Ohr kann Schallereignisse in Bezug auf ihre Frequenz, Schallstärke und Dauer erfassen. Seiner Fähigkeit sind jedoch hinsichtlich der Beurteilung der einzelnen Komponenten Grenzen gesetzt.

A. FREQUENZ

Luftdruckschwankungen zwischen 16 Hz und etwa 20.000 Hz nimmt das menschliche Ohr als adäquaten Reiz wahr.

B. INTENSITÄT

Das Ohr benötigt zur Hörempfindung eine Mindestintensität der zu hörenden Luftdruckschwankung. Dasjenige Schalldruckminimum, das gerade noch eine Hörempfindung bei einer bestimmten Frequenz auslöst, wird als 'Schwellenwert' bezeichnet. Stellt man die einzeln bestimmten Schwellenwerte als Funktion der Frequenz graphisch dar, so erhält man eine Schwellenwertkurve, aus der man die Hörschwelle für verschiedene Frequenzen ablesen kann. Das Diagramm einer derartigen Schwellenwertkurve zeigt, daß im Bereich der vom Herzschall vornehmlich belegten Frequenzen ein Ton von 30 Hz eine rund tausendfach größere Intensität benötigt um hörbar zu sein, als ein Ton von 800 Hz (vgl. Abb. 2).

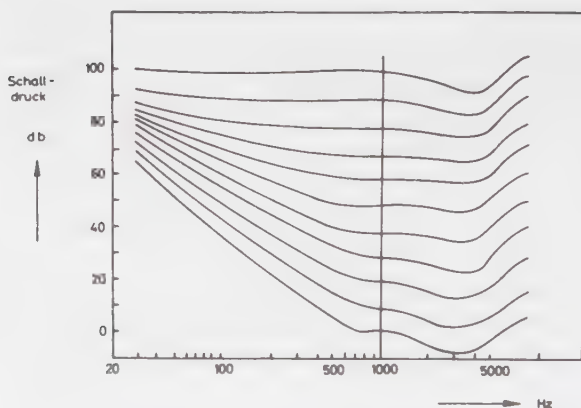


Abb. 2 Schwellenwertkurve und Kurven gleicher Lautheit in Abhängigkeit von der Frequenz (Hz) und dem Schalldruck (db) nach FLETCHER u. MUNSON (4).

Bemerkenswert ist ferner, daß bei einer wesentlichen Erhöhung des Schalldruckes die Zunahme der Empfindlichkeit nach höheren Frequenzen hin nachläßt, wie aus den mitdargestellten Kurven gleicher Lautheit ersichtlich ist.

C. DAUER

Über diejenige Zeit, die ein akustischer Reiz auf das Gehörorgan wirken muß, um noch als Ton wahrgenommen zu werden, liegen viele Mitteilungen vor. Bereits 1929 wies BEKESY (5) darauf hin, daß die Empfindungsstärke bei dem Auftreffen von Schall nicht sogleich mit voller Stärke einsetzt, daß im Gegenteil eine gewisse Zeit vergeht, bis die Lautstärke den der Dauererregung entsprechenden Wert erreicht (6.7.8.9). Eingehend hat G.A. MILLER das Einsetzen und Aussetzen der Lautstärkeempfindung untersucht (10). Eine kritische Würdigung der Versuche MILLERS, sowie vorangegangener Versuche GARNERS (12) wurde von SMALL et al. (9) unternommen und in Vergleich zu den selbst durchgeführten Untersuchungen gesetzt. Es konnte nachgewiesen werden, daß die Lautheit eines Schallereignisses von der Dauer des Reizes mitbestimmt wird. Um ein kurzes Geräusch genau so laut wie ein langdauerndes Vergleichsgeräusch zu empfinden, muß die Lautstärke des kurzen Geräusches erhöht werden, sobald die Dauer des kurzen Geräusches einen bestimmten Wert - hier kritischer Punkt genannt und gemessen in msec - unterschreitet. Von diesem Punkt aus muß bei weiterer Verkürzung die Lautstärke um 12,5 db/msecdekade heraufgesetzt werden, um eine gleichlaute Gehörempfindung hervorzurufen (vgl. Abb. 3).

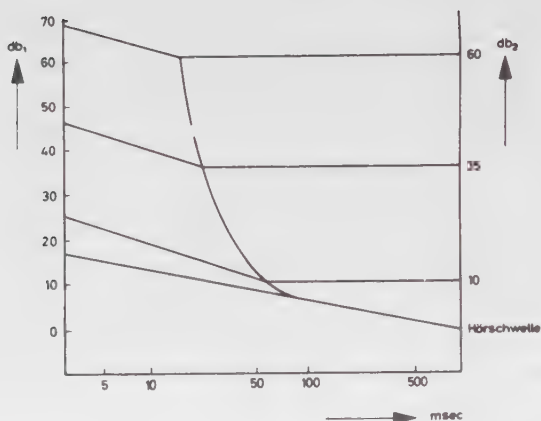


Abb. 3 Lautheit eines kurzdauernden Geräusches (db_1) im Vergleich zu einem langdauernden Geräusch (db_2). Um gleichlaut wie das Vergleichsgeräusch (db_2) empfunden zu werden, muß die Lautstärke (db_1) des entsprechenden kurzdauernden Geräusches um einen bestimmten Betrag erhöht werden: je kürzer seine Dauer (msec), umso höhere Lautstärke ist erforderlich um einen gleichlauten Gehöreindruck hervorzurufen.

Der kritische Punkt selbst variiert je nach der Lautstärke des Vergleichsgeräusches von etwa 50 msec für ein um 10 db über der Hörschwelle liegendes Geräusch bis zu 15 msec für ein Geräusch, das 60 db über der Hörschwelle liegt.

D. INTERVALLDAUER

So wie die Wahrnehmung eines Geräusches erst nach einiger Zeit erfolgt, so endet die Erregung des Gehörorgans nicht unmittelbar mit dem Abschalten des Geräusches. Es ist dem menschlichen Ohr nicht möglich zu unterscheiden, welche Art des Abklingens eines Geräusches vorliegt, ob exponentiell oder abrupt, sofern die Schwelle - und zwar unabhängig vom Ausgangsniveau - in weniger als 65 msec erreicht wird (10. 13.14). Obgleich die Hörempfindung 65 msec nach Beendigung des Geräusches abgeklungen ist, kann das Gehörorgan ein persistierendes leiseres Geräusch nicht sogleich im Anschluß da-

ran wahrnehmen. Wird ein Geräusch, das 80 db über der Hörschwelle liegt, abgeschaltet, so kann ein 20 db über der Schwelle liegendes Geräusch erst etwa 330 msec später gehört werden (10). Es ist anzunehmen, daß die Geräuschwahrnehmung zunächst bis zur Hörschwelle absinkt, wo eine Periode einer vorübergehenden Taubheit folgt, bevor das leisere Geräusch gehört werden kann (vgl. Abb. 4).

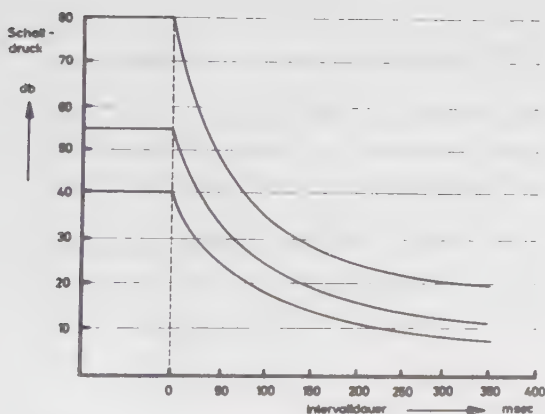


Abb. 4 Refraktärzeitkurven des Ohres. Dem bei 0 msec plötzlich endenden lauten Geräusch (—) folgt ein Intervall in dem ein persistierendes leiseres Geräusch (---) nicht wahrgenommen wird. Die Intervalldauer (msec) ist durch die Lautstärke (db) des endenden und des persistierenden Geräusches bestimmt.

Die hier dargestellte Eigenart des akustischen Empfindungsaufbaus und -abbaus ist nicht durch die physikalischen Eigenschaften des Ohres erklärbar. Der menschliche Schallanalyseapparat spricht sehr schnell an. BEKESY zeigte, daß eine Stoßwelle etwa 5 msec benötigt, um den Ductus cochlearis zu durchlaufen (14), dementsprechend müssen zwei Stoßwellen mindestens 5 msec voneinander getrennt sein, um physikalisch gesondert zu erscheinen. Daß dennoch die oben dargestellten

Verhältnisse Gültigkeit haben, liegt an nervenphysiologischen Gegebenheiten, die eine quantitative Deutung des Erregungsaufbaus und -abbaus zulassen (8.16.17).

III. Folgerung für die Gestaltung der Übertragung

A. FREQUENZ

Das vom Herzschall beanspruchte Frequenzspektrum wird von dem Gehörorgan bis auf den Anteil der subaudiblen Schwingungen unter 16 Hz erfaßt, dieser ist vorwiegend Gegenstand der sphymographischen und ballistokardiographischen Untersuchungen.

B. INTENSITÄT

Durch die Eigenschaft im Herzschallbereich mit steigender Frequenz empfindlicher zu werden, kann das menschliche Ohr den oben erwähnten natürlichen Amplitudenabfall weitgehend kompensieren. Das nachstehende Diagramm zeigt die Schwellenwertkurve in Vergleich gesetzt zu dem Frequenz-Intensitätsspektrum des Herzschalls (vgl. Abb. 5)

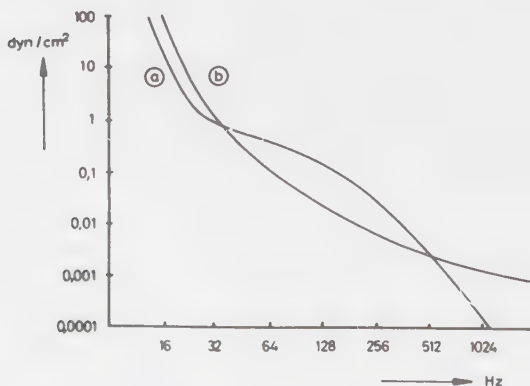


Abb. 5 Beziehung zwischen dem Frequenz-Intensitätsspektrum des Herzschalls (a) und der Hörschwellenkurve des Ohres (b). Abzisse: Frequenz in Hertz, Ordinate: Schalldruck in dyn/cm^2 .

Der Verlauf beider Kurven erweist sich als angenähert parallel. Die Empfindlichkeitszunahme des Ohres ist der Abschwächung der auf der Thoraxwand auftretenden Schallwellen mit der Frequenz proportional. Die Kurve des Frequenz-Intensitätsspektrums des Herzschalls erfährt hierbei je nach Verstärkungsgrad bei der Übertragung eine Parallelverschiebung zur Abzisse. Bei den Übertragungsbedingungen eines durchschnittlichen Stethoskops schneidet die Herzschalldruckkurve die Schwellenwertkurve zwischen 40 Hz und 500 Hz, d.h. daß in diesen Grenzen der Herzschall für das menschliche Ohr hörbar ist. Daraus geht hervor, daß es wünschenswert ist, den Herzschall zu verstärken, seine Intensität weiter in den hörbaren Bereich zu verlegen, da damit eine Ausweitung des hörbaren Spektrums besonders nach den tiefen Frequenzen hin verbunden ist.

Wie jedoch aus den oben dargestellten Kurven gleicher Lautheit hervorgeht, nimmt bei einer wesentlichen Erhöhung des Schalldruckes die Empfindlichkeit nach den höheren Frequenzen hin nicht mehr im gleichen Maße zu. Da die Lautstärke, bei der dieser Effekt größere Auswirkungen hätte, mit über 70 Phon weit die Intensität des Herzschalles übersteigt, kann dieses Phänomen außer acht gelassen werden. Es hat für die Lautsprecherwiedergabe nur insofern Bedeutung, als es die obere Grenze hierfür anzeigt.

C. DAUER

Einige der bei der Herzaktion auftretenden Geräusche werden - bedingt durch ihre kurze Dauer - im Vergleich zu gleichintensiven, aber länger dauernden Geräuschen leiser wahrgenommen, als es ihrem tatsächlichen Intensitätsgrad zukommt. Daraus leitet sich für die Herzauskultation zunächst einmal die Forderung nach einer allgemein verstärkenden Übertragung der Herzgeräusche ab, da dadurch die oben beschriebene kritische Dauer verkürzt wird. Darüberhinaus erscheint es vorteilhaft kurzzeitige Geräusche besonders zu verstärken.

D. INTERVALLDAUER

Aus der Darstellung des Erregungsabbaus des menschlichen Gehörorgans ergeben sich für die Herzauskultation besondere Folgerungen: Bei einer generellen Verstärkung, wie sie oben gefordert wurde, würden sich die Bedingungen bei unveränderten Intensitätsverhältnissen so gestalten, daß zwar das Einsetzen der Schallempfindung schneller erfolgte, damit aber ein längeres schalltotes Intervall nach Beendigung des Geräusches einherginge, in dem leisere Geräusche weiterhin überhört werden könnten (siehe Refraktärzeitkurve des Ohres Abb.4). Für die Herzauskultation ist daher von Vorteil, die im Anschluß an ein Geräusch großer Intensität folgenden leiseren Geräusche unabhängig zu verstärken, um zu einer besseren und schnelleren Wahrnehmung zu gelangen.

IV. Grenzen der Registriertechnik

Waren es bis hierhin die Gegebenheiten der Sinnesphysiologie, aus denen sich die Forderung nach einer besonderen Verstärkung einzelner intensitätsschwacher Herzschantteile ergab, so geht gleiches aus den Gegebenheiten der Registriertechnik hervor. Bei der Registrierung von Herzschall ist eine Verstärkung nur insoweit möglich, als die intensitätsstärksten Komponenten nicht über die zulässige Kanalbreite anwachsen. Überschreiten sie die von den Verstärkerverhältnissen abhängige Maximalgröße, so treten Verzerrungen auf (Übersteuerung), die mit der Einführung höherer Frequenzen gleichzusetzen sind. Das menschliche Gehörorgan ist derartigen Verzerrungen gegenüber außerordentlich empfindlich und bewertet einen solcherart übersteuerten Klang bei der Wiedergabe als klirrend.

M E T H O D E

Eine separate Verstärkung einzelner Herzschallanteile kann auf eine verhältnismäßig einfache Weise erreicht werden. Nach der Registrierung des Herzschalls auf einem Magnetband können die zu verstärkenden Anteile aus dem Magnetband herausgeschnitten werden. Aus einer der untersuchten Herzphasen wird eine Tonbandschleife geformt, bei der man den Zeitraum des fraglichen Geräusches durch Leerband ersetzt. Eine andere gleichlange Tonbandschleife wird aus dem fraglichen Geräusch, sowie Leerband hergestellt. Spielt man nun auf zwei Tonbandgeräten die beiden Schleifen mit gleicher Geschwindigkeit ab, so gelingt es nach einigem Probieren unter Sichtkontrolle auf einem Oszilloskop ihren Lauf so abzustimmen, daß die ursprünglichen Zeitverhältnisse simuliert werden (vgl. Abb. 6).

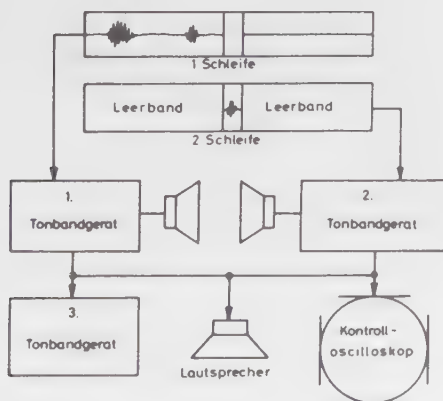


Abb. 6 Blockschaltbild der bei der Methode der Tonbandschleifen verwendeten Zusammenschaltung.

Damit hat man die Möglichkeit die Schleifen mit wechselnder Intensität wiederzugeben und miteinander zu mischen. Die so erzielte Darstellung läßt sich auf einem dritten Tonbandgerät neu aufnehmen.

Zur Kritik dieser Methode ist anzuführen, daß das millimetergenaue Ausschneiden der Schleifen eine sehr zeitraubende Arbeit ist, bei der leicht Fehler auftreten können. Der Ausschuß, d.h. das Verhältnis der falsch geschnittenen zu den brauchbaren Schleifen, ist hoch, von vier Schnitten ist nur einer verwertbar. Der mit Hilfe dieser Methode gewonnene Herzschall erhält durch die absolute Gleichförmigkeit der 'Pulsfrequenz' einen maschinenmäßigen Charakter.

Aus diesen Gegebenheiten leitete sich die Forderung nach einer Einrichtung ab, die bei gleicher Leistung das Schneiden überflüssig macht und den maschinenartigen Charakter überwindet. Als mögliche Lösung dieser Aufgabe kann man eine Apparatur ansehen, die von den elektrischen Potentialänderungen des Herzmuskels ihren Steuerimpuls erhält und die den Herzschall über einen Schaltmechanismus zeitlich begrenzt auf die zwei Spuren eines Stereotonbandgerätes verteilt.

A. ÜBERSICHT

Von einem Patienten werden gleichzeitig der Herzschall (PKG) aufgenommen und seine Herzmuskelpotentiale (EKG) abgeleitet. Eine Startstufe beantwortet die potentialstarke R-Zacke des EKG mit einem Triggersignal und löst damit einen Zeitgeber aus, der seinerseits einen Schalter betätigt, dem die Eingänge eines Stereotonbandgerätes nachgeschaltet sind. Das PKG wird mittels eines Mikrophons aufgenommen, vorverstärkt, und gelangt schließlich zu dem Schalter, der ihm seinen weiteren Weg anweist. Die Aktion des Schalters wird auf den Herzschall abgestimmt, auf dem Bildschirm einer Braunschen Doppelstrahlröhre werden beide Vorgänge gleichzeitig sichtbar gemacht. Ein weiteres zweistrahliges Oszilloskop ist den Kontrollausgängen des Stereotonbandgerätes angeschlossen und erlaubt die Beurteilung der erzielten Aufspaltung und stellt somit eine Endkontrolle des Gesamtablaufs dar.

Eine Übersicht über die Zusammenhänge gibt nachstehendes Blockschaltbild (Abb. 7):

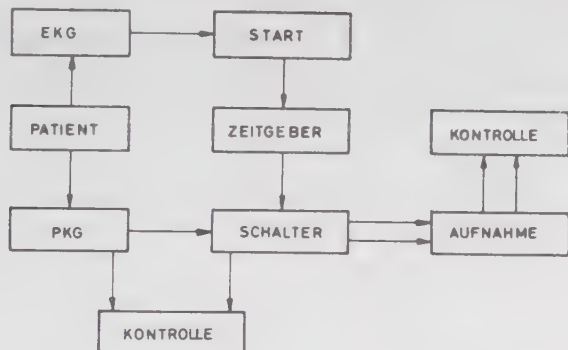


Abb. 7 Gesamtübersicht über die bei der beschriebenen Methode verwendeten Funktionseinheiten.

Eine Darstellung der Funktionen der einzelnen Einheiten - die Blockschaltbildeinheit Zeitgeber ist dabei in die drei voneinander unabhängigen Zeitkreise t_1 , t_2 , t_3 zerlegt worden - zeigt bei gemeinsamer Zeitbasis folgende Verhältnisse (Abb. 8):

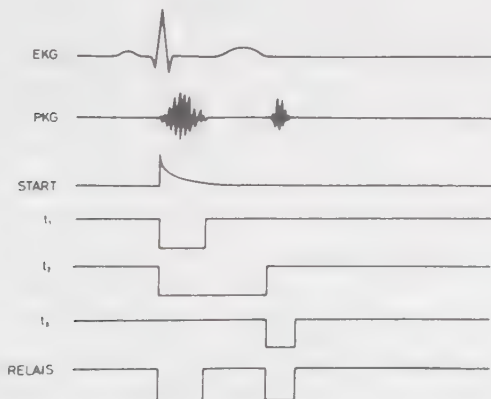
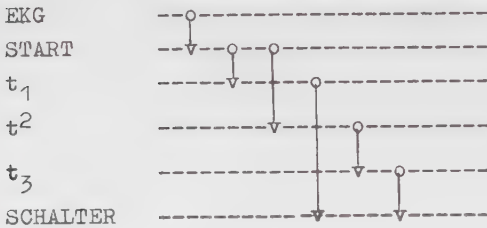


Abb. 8 Darstellung der bei einem Schaltvorgang in den einzelnen Funktionseinheiten auftretenden elektrischen Potentialänderungen.

Die Funktionseinheiten stehen untereinander in abhängiger Beziehung, sie steuern sich wechselseitig an:

----- = Funktionseinheit

○ = Ausgang der betreffenden Funktionseinheit
▽ = Eingang der entsprechenden Funktionseinheit



Innerhalb der Zeitkreise sind weitere Kombinationen möglich, die durch Vertauschen oder Weglassen einzelner Kreise entstehen. Durch diese Variationen lassen sich praktisch alle bei der Herzschallschreibung erwünschten Geräuschphänomene isoliert erfassen (Abb. 9).

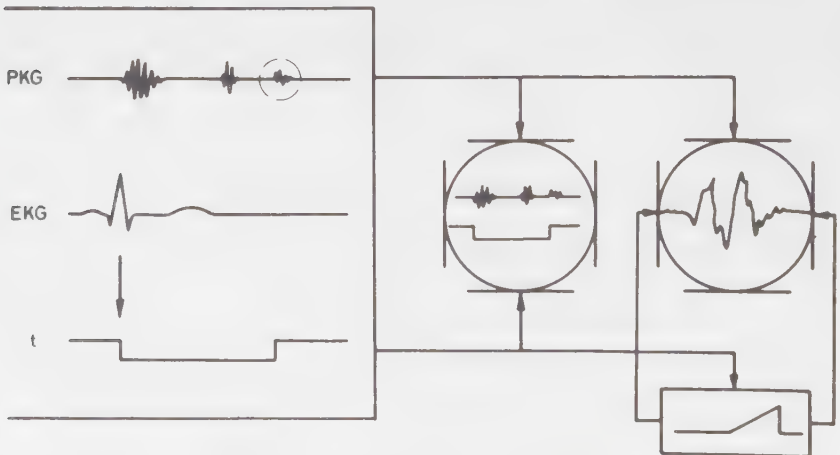


Abb. 9 Gezielte Herzschalldarstellung. Einzelne Herzschallanteile (PKG - Kreis) werden über eine Verzögerungsschaltung (t) unter Kontrolle auf die gesamte Bildschirmbreite eines Oszilloskops projiziert.

B. ELEKTROKARDIOGRAMM (EKG)

Das EKG stellt den Ausdruck der elektrischen Potentialänderungen des Herzmuskels während seiner Aktion dar. Als elektrischer 'Zündvorgang' eilt das EKG der mechanischen Aktion voraus. Dem Beginn des QRS-Komplex im EKG folgt das Hauptsegment des ersten Herztons bei Erwachsenen im durchschnittlichen Abstand von 60 msec. (30) Das Maximum der potentialstarken R-Zacke fällt zeitlich mit dem Beginn des ersten Herztons zusammen. Die R-Zacke unterscheidet sich von den anderen Potentialschwankungen des Herzmuskels durch die Höhe ihrer Spannung und durch die Steilheit ihres Anstiegs, der Spannungsänderung in der Zeiteinheit ($\Delta U / \Delta t$ wird max). Auch in einem pathologisch veränderten EKG läßt sich durch Wahl einer geeigneten Ableitung eine exponierte R-Zacke darstellen. Im allgemeinen wird das EKG von den Extremitäten in den drei Standardableitungen nach EINTHOVEN bipolar abgeleitet und verstärkt. Als Verstärker dient ein Dreikanal-registriergerät dem die Startstufe wahlweise an einem der drei Kanäle angeschlossen wird.

C. START

Die von dem EKG Verstärker ankommenden Signale gelangen - durch einen Kondensator von dem Gleichspannungspotential des Verstärkers abgetrennt - auf das Gitter eines monostabilen Multivibrators. Die Gittervorspannung ist über einen Spannungsteiler regelbar. Durch den Kondensator erfolgt eine Differenzierung der einlaufenden Signale auf ihre Spannungsänderung in der Zeit hin. Ein steiler Impuls, wie die R-Zacke des EKG wird als Spannungsstoß dem Gitter zugeführt und kann dort durch die Höhe seiner Spannung den Multivibrator zum Kippen bringen. Eine langsame Potentialschwankung, beispielsweise die T-Zacke des EKG, wird nur ungenügend fortgeleitet, das durch ihn erzeugte Spannungsfeld auf der signalabgewandten Seite kompensiert der Spannungsteiler ausreichend. Damit ergibt sich die Möglichkeit mit Hilfe des Spannungsteilers eine Auswahl sowohl auf die Impulshöhe des Signals hin, als auch hinsichtlich der Steilheit zu treffen.

Das bei der Antwort des Multivibrators erzeugte Ausgangssignal stellt einen rechteckigen Spannungssprung von $+30\text{ V}$ auf $+300\text{ V}$ dar. Mit diesem Ausgangssignal werden die angeschlossenen Zeitkreise, sowie bei Bedarf auch noch die Triggereinrichtung des letzten Kontrolloszilloskops angesteuert (Abb. 10).

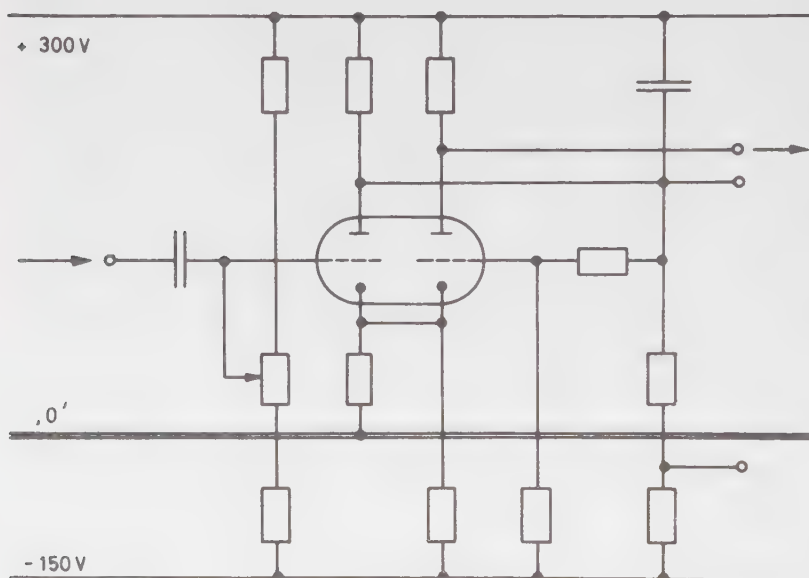


Abb. 10 Prinzipschaltbild der Startstufe.

D. ZEITGEBER

Der Zeitgeber besteht aus drei voneinander unabhängigen Zeitkreisen. Die Zeitkreise erhalten ihre Eingangssignale entweder von der Startstufe oder von dem Ausgang eines beteiligten Zeitkreises, sie können sich gegebenenfalls gegenseitig ansteuern. Ein Schalter und ein lineares Potentiometer erlauben die Einstellung jeder beliebigen Zeit zwischen $0,05\text{ msec}$ und 10 sec in dekadischen Stufen.

Auf ein positives Eingangssignal antwortet ein Zeitkreis mit einem Rechtecksprung von $+300\text{ V}$ auf $+30\text{ V}$. Das Niveau $+30\text{ V}$

wird während der gesamten Arbeitsdauer des Zeitkreises gehalten, am Ende der eingestellten Zeit springt das Ausgangspotential wiederum rechteckig auf das Ruheniveau von +300 V zurück. Wahlweise kann auch ein Ausgang verwendet werden, der durch einen Kondensator die Gleichspannungskomponente abtrennt. Damit wird der Gleichspannungssprung beim Start des Zeitkreises als negativer Impuls, am Ende der Arbeitsdauer als positiver Impuls wiedergegeben. Diese Impulse klingen nach steilem Anstieg in Form einer Exponentialfunktion ab.

E. HERZSCHALL (PKG)

Der Herzschall wird mit einem Pelotten-Kristallmikrophon von der Brustwand im Punctum maximum des jeweiligen Geräusches aufgenommen. Das Mikrophon weist von 20 Hz bis 500 Hz einen geradlinigen Frequenzgang auf, über 500 Hz werden die Schwingungen mit einer Dämpfung seiner Ausgangsspannung um etwa 15 db/Oktave beantwortet. Der Auflagedruck der Pelotte soll dabei 400 g betragen (Abb. 11).

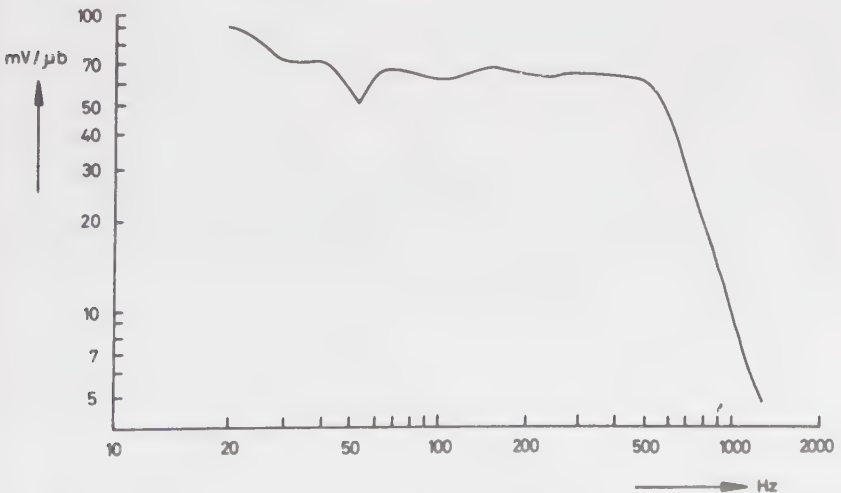


Abb. 11 Frequenzgang des verwendeten Kristallmikrophons. Von 20 Hz bis 500 Hz geradlinig, darüberhinaus Dämpfung mit 15 db/Oktave. Ankopplungsdruck 400 g. Ordinate: Mikrophonausgangsspannung.

Dem Mikrophon wird ein Filter nachgeschaltet, dessen Durchlaßmaximum bei 600 Hz liegt und dessen Flanken je Filterstufe eine Dämpfung von 7,5 db/Oktave aufweisen (Abb. 12).

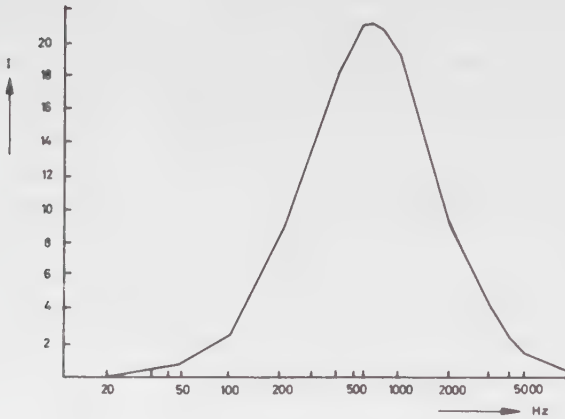


Abb. 12 Filtercharakteristik. Abzisse: Frequenz in Hertz. Ordinate: Verhältnis der durchgelassenen zur auftretenden Schwingungsamplitude in willkürlichen Maßzahlen. (I).

Um der bei der Filterpassage nicht vermeidbaren Allgemein-
dämpfung zu begegnen, findet vor und nach jeder Filterstufe
eine Verstärkung statt. Das Diagramm Abb. 13 zeigt das Prin-
zip der verwendeten Schaltung.

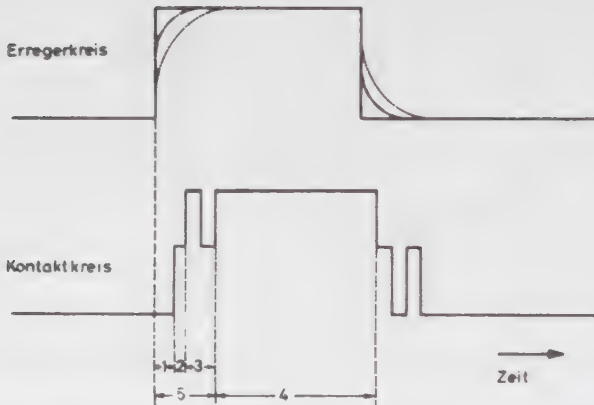


Abb. 14 Ansprechverhalten eines Relaisumschalters. Im Erregerkreis: — = U — — — = I_e = $\emptyset$. Die zeitlichen Zuordnungen sind 1 = Anlaufzeit, 2 = Hubzeit, 3 = Prellzeit und 4 = Kontaktzeit. Die Summe der Zeiten 1 bis 3 gibt Auskunft über das Ansprechverhalten des Relais und wird 5 = Ansprechzeit genannt.

Der Schaltvorgang selbst wirft einige Probleme auf. Wird ein akustischer Vorgang nach Verstärkung im elektrischen Teil plötzlich abgeschaltet, so springt die modulierte Spannung nach Null, es wird ein Schaltknacken eingeführt, das lauter als der dargestellte Vorgang selbst klingt. Es erhebt sich die Forderung nach einem Schalten, das ohne nennenswerten Schaltknack arbeitet.

Wird eine Sinusschwingung ein- oder ausgeschaltet, so zeigt eine Fourieranalyse dieses Vorgangs, daß mit der Modulation der Sinusschwingung neue Frequenzen eingeführt werden, die sich als Frequenzbänder um die geschaltete Schwingung gruppieren.

Die Amplitudendichte der dabei auftretenden Nebenfrequenzen beim plötzlichen Einsetzen einer Sinusschwingung von der Form $a \cdot \sin \omega_0 \cdot t$ ist bestimmt durch die Gleichung

$$A = a \frac{\omega_0}{2n(\omega^2 - \omega_0^2)} \quad \text{für } \omega = 2\pi f.$$

Bemerkenswert ist die Tatsache, daß die im Nulldurchgang geschaltete Schwingung starke tiefe Frequenzkomponenten aufweist. Bei der im Maximum geschalteten Schwingung fehlen dagegen die tiefen Frequenzen, während die hohen besonders stark vertreten sind. Die spektrale Amplitudendichte einer im Nulldurchgang ($\varphi=0$), bzw. im Maximum ($\varphi=\frac{\pi}{2}$) angeschalteten Schwingung zeigt Abb. 15.

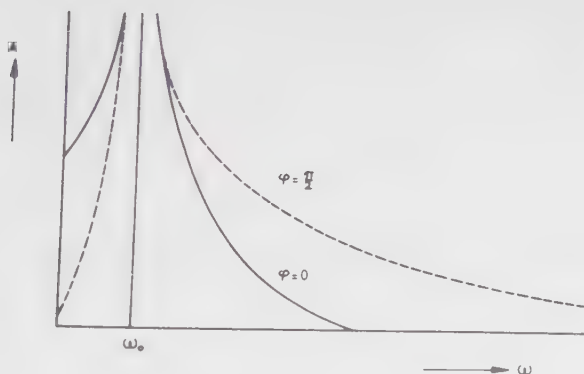


Abb. 15 Amplitudenspektrum einer geschalteten Sinusschwingung (ω_0). Abzisse: Winkelgeschwindigkeit (ω). Ordinate: Amplitudendichte (A) der Nebenfrequenzen für $\varphi = \frac{\pi}{2}$ (----) und $\varphi = 0$ (—). Nach SKUDRZYK, (27).

Es werden also in jedem Falle bei einer derartigen Schaltung Nebenfrequenzen eingeführt, deren Amplituden verglichen mit der geschalteten Schwingung jedoch geringer sind. Wird die Sinusschwingung 100 Hz im Nulldurchgang geschaltet, so liegt das Amplitudenniveau der durch den Schaltvorgang erzeugten Frequenzkomponente von 150 Hz um 73 db niedriger, als das Amplitudenniveau der geschalteten Schwingung.

Daraus ist ersichtlich, daß eine Umschaltung möglichst in den Zeiträumen erfolgen soll, in denen die Amplituden der geschalteten Geräusche gering sind, die dann auftretenden Nebenfrequenzen erreichen nicht mehr die Hörschwelle.

Es gilt daher zunächst die akustische Modulation derart nullsymmetrisch zu machen, daß bei einem Abschalten das Nullpotential des elektrischen Systems mit der Nulllinie der Modulation zusammenfällt. Dazu dient der oben beschriebene basisfreie Gegentaktausgang (vgl. Abb. 16).

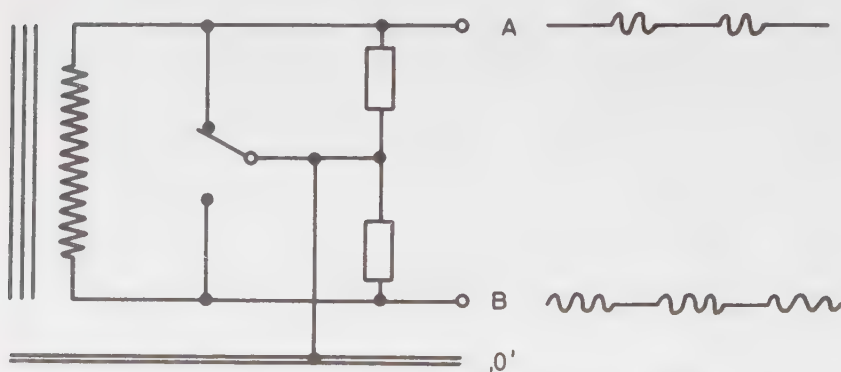


Abb. 16 Prinzipschaltbild des Umschalters. A und B Ausgänge der einzelnen Kanäle.

Der Umschaltkontakt des Relais ist mit dem Nullpotential verbunden und erdet somit die jeweils mit ihm kontaktführende Seite des Gegentaktausganges.

Während der Hubzeit des Relaiskontaktes werden beide Kanäle A und B betrieben, es entsteht dadurch kein 'akustisches Loch' im Gehöreindruck. Die nachfolgende Kurve zeigt die Arbeitsweise des Schalters, der hier mit einer regelmäßigen Schaltfrequenz eine von einem Sinusgenerator erzeugte Schwingung auf die beiden Kanäle A und B verteilt. Es erweist sich, daß die Schalteraktion keine Störgeräusche in die geschaltete Schwingung einführt (vgl. Abb. 17).

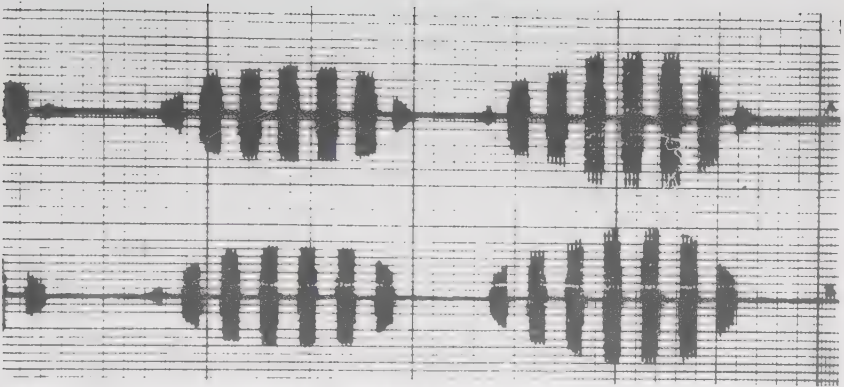


Abb. 17 Kurvenschrieb einer geschalteten Sinusschwingung von 100 Hz. Schaltdauer 100 msec/Kanal. Papier-vorschub 50 mm/sec.

G. AUFNAHME

Dem Ausgang des Schalters sind die beiden Stereoregistrierkanäle A und B angeschlossen. Um die Ausgleicheung der Empfindlichkeit und die volle Aussteuerung des stereophonen Aufnahmegerätes auf beiden Kanälen zu gewährleisten, durchläuft das Signal ein Mischpult, in dem beide Kanäle getrennt geregelt werden können. Dadurch ist eine Angleichung auf die Intensität des schwächsten interessierenden Geräuschanteils möglich. Das nachfolgende Stereotonbandgerät wird damit auf volle Aussteuerung eingepegelt, anschließend wird das Signal auf beiden Spuren des Tonbandgerätes, die entsprechen den Kanälen A und B, registriert. Als Tonträger findet ein Magnettonband auf Polyestergrundlage Verwendung.

H. KONTROLLE

Der beträchtliche Aufwand an beteiligten Geräten, sowie die Anzahl der zu koordinierenden Vorgänge erfordern Kontroll-einrichtungen, die einerseits eine zeitliche Zuordnung der einzelnen Ereignisse gestatten, die andererseits auch Auskunft geben, ob in der Kette der angeschlossenen Geräte ein Versagen auftritt.

Die zeitliche Zuordnung der Schalteraktion zu den Geräuschen des Herzens geschieht durch die gleichzeitige Darstellung beider Vorgänge auf dem Bildschirm eines Zweistrahl - Oszilloskops. Es lassen sich auf diese Weise die einzelnen Zeitkreise unter Sichtkontrolle so einstellen, daß die interessierenden Schallereignisse separiert werden können. Die Abb. 18 zeigt schematisch die Zuordnung beider Vorgänge.

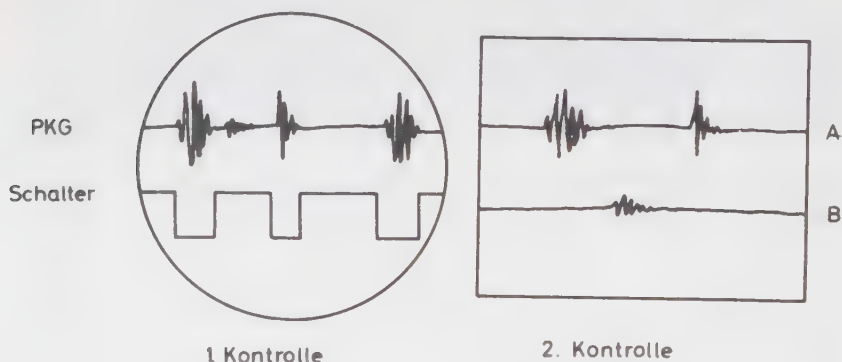


Abb. 18 Schema der bei der Kontrolle auf den Oszilloskopen dargestellten Vorgänge.

Die endgültige Kontrolle erfolgt an den Mithörkontrollausgängen des Stereotonbandgerätes. Beide Kanäle lassen sich getrennt auf dem Bildschirm eines weiteren Oszilloskops darstellen. Der Herzschall erscheint dort so, wie er von dem letzten Registriergerät aufgenommen wird. Versagen in der einen oder anderen Spur, ungenaue Einstellung der Zeitkreise o.ä. ist auf diese Weise zu erkennen und gegebenenfalls zu korrigieren.

I. WIEDERGABE

Die Wiedergabe der aufgenommenen Herzgeräusche erfolgt stereophon über zwei getrennt stehende Lautsprecher, deren Frequenzbereich das Spektrum von 35 Hz bis 8000 Hz umfaßt. Die Lautstärke der Wiedergabe ist getrennt regelbar, gleichzeitig erfolgt die Darstellung des Herzschalls auf einem der

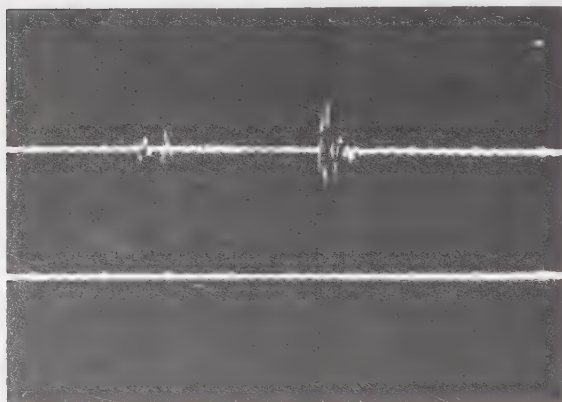
oben erwähnten Oszilloskope, wobei eine photographische Registrierung möglich ist.

ERGEBNISSE

Die oben dargelegten Mängel in der Übertragung und Registrierung konnten durch die beschriebene Methode beseitigt werden.

I. Trennung der einzelnen im Herzschall enthaltenen Komponenten dargestellt anhand von photographierten Oszillogrammen.

A. DARSTELLUNG EINES SYSTOLISCHEN GERÄUSCHES



Pat. : J. R. 75 ♂

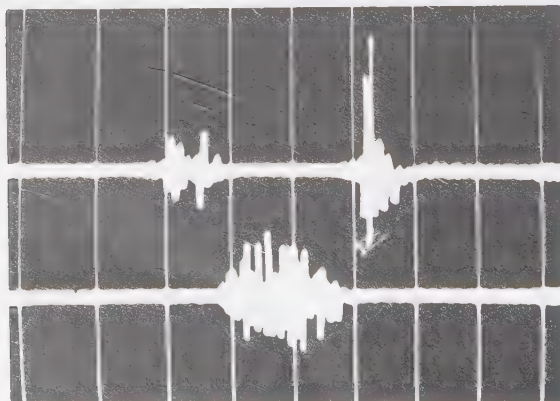
Diagn.: Systolicum

o.Spur: Herzschall

u.Spur: frei

Raster: 100 msec

Bmrkg.: "normal"



Pat. : J. R. 75 ♂

Diagn.: Systolicum

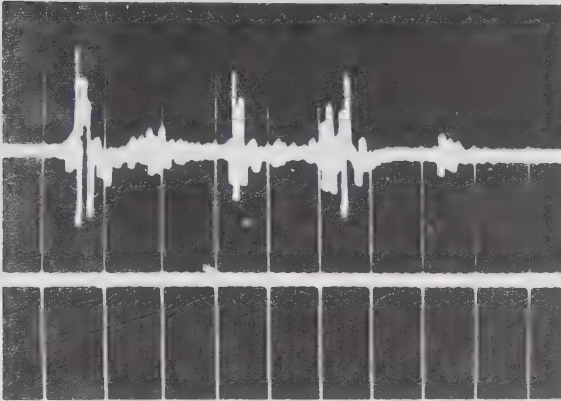
o.Spur: I.u.II.Herz-
ton

u.Spur: Systolicum,
spindelf.

Raster: 100 msec

Bmrkg.: aufgetrennt.

B. AUFTRENNUNG EINES BIGEMINUS



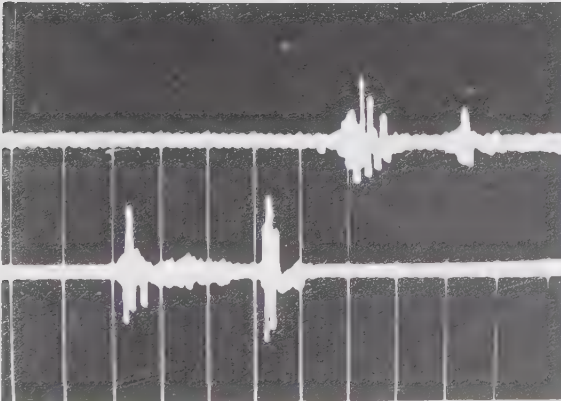
Pat. : R. M. 51 ♀

Diagn.: Bigeminus

o.Spur: Herzschall

u.Spur: frei

Raster: 100 msec



Pat. : R. M. 51 ♀

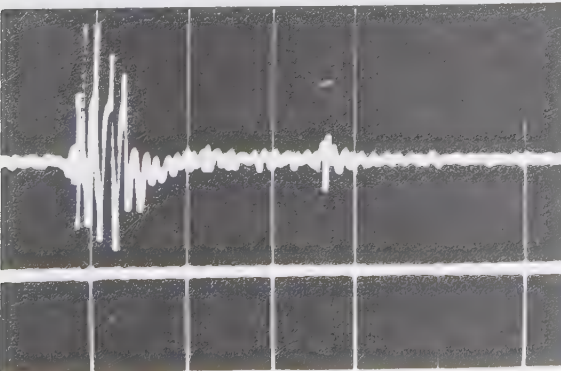
Diagn.: Bigeminus

o.Spur: zweiter Anteil d.B.

u.Spur: erster Anteil d.B.

Raster: 100 msec

C. GERÄUSCHBILD BEI ENDOCARDITIS



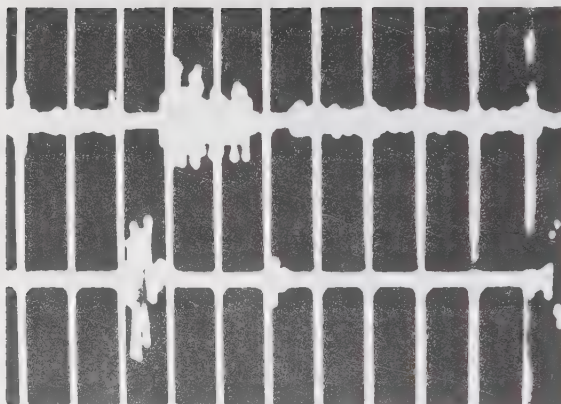
Pat. : S. I. 37 ♀

Diagn.: Endocarditis

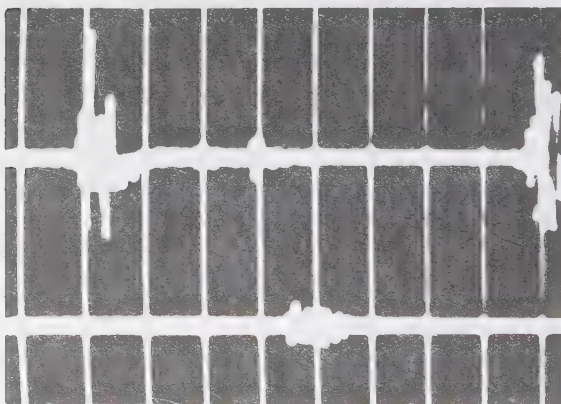
o.Spur: Herzschall

u.Spur: frei

Raster: 100 msec



Pat. : S. I. 37 q
Diagn.: Endocarditis
o.Spur: Systole u.
Diastole
u.Spur: I. u. II.
Herzton
Raster: 100 msec

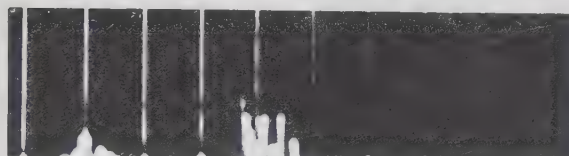


Pat : S. I. 37 q
Diagn.: Endocarditis
o.Spur: Herzschaall
u.Spur: fragl. III.
Ton
Raster: 100 msec



Pat. S. I. 37 q
Diagn.: Endocarditis
o.Spur: I.u.II. Ton,
Diastole
u.Spur: Systolicum
Raster: 100 msec

D. GERÄUSCHBILD BEI OPERIERTER MITRALSTENOSE



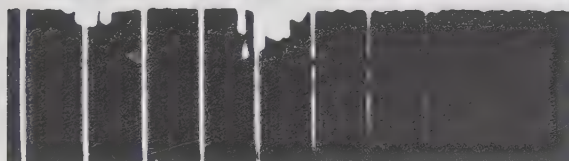
Pat. : M. H. 43 ♀

Diagn.: op. Mitraste-
nose

o.Spur: Herzschall
ü. Basis

u.Spur: frei

Raster: 100 msec



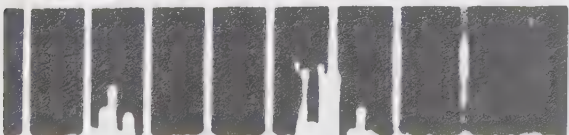
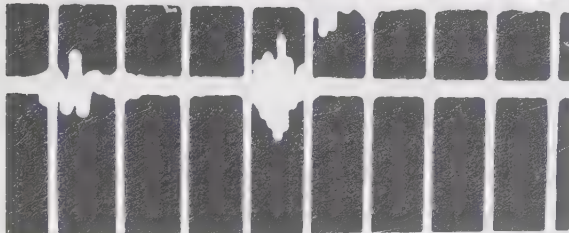
Pat. : M. H. 43 ♀

Diagn.: op. Mitralste-
nose

o.Spur: MÖT u. Diasto-
licum

u.Spur: I.u.II.Ton,
Systole

Raster: 100 msec



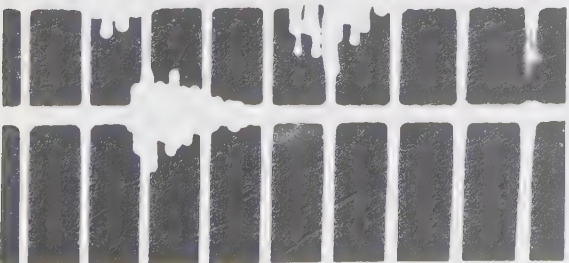
Pat. : M. H. 43 ♀

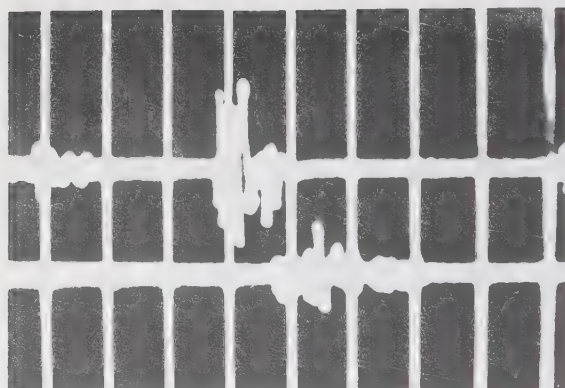
Diagn.: op. Mitralste-
nose

o.Spur: I.u.II.Ton,
Diastole

u.Spur: Systole

Raster: 100 msec





Pat. : M. H. 43 ♀

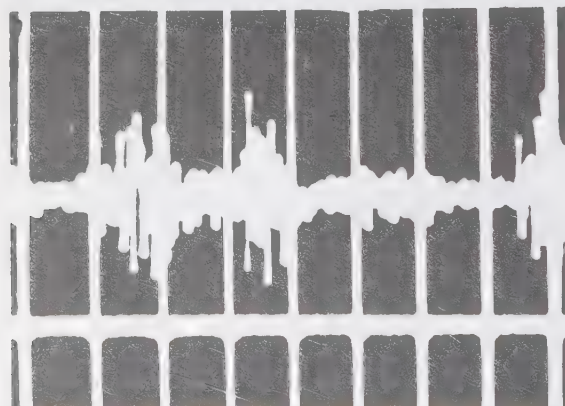
Diagn.: op. Mitralstenose

o.Spur: I.u.II.Ton,
Systole

u.Spur: MÖT

Raster: 100 msec

E. GERÄUSCHBILD EINES UNREINEN MITRALVITIIUMS



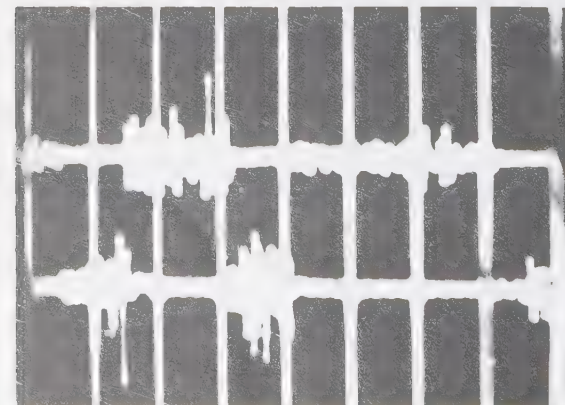
Pat. : F. I. 46 ♀

Diagn.: unreines Mitralvitium

o.Spur: Herzschall

u.Spur: frei

Raster: 100 msec



Pat. : F. I. 46 ♀

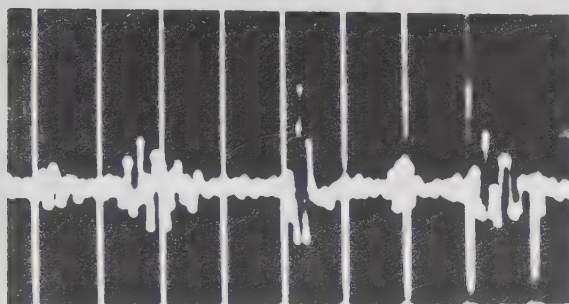
Diagn.: unreines Mitralvitium

o.Spur: Systolicum,
Diastol.

u.Spur: I.u.II. Ton

Raster: 100 msec

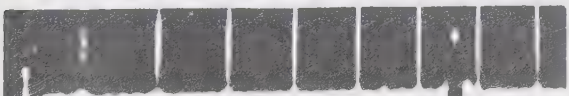
F. GERAUSCHBILD BEI III. TON UND RESPIRATORISCHER SPALTUNG



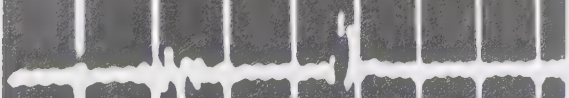
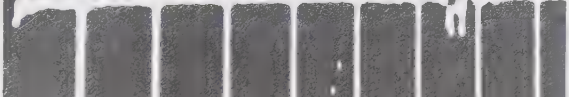
Pat. : M. H. 54 ♀
Diagn.: III. Herzton
o.Spur: Herzschall
u.Spur: frei
Raster: 100 msec



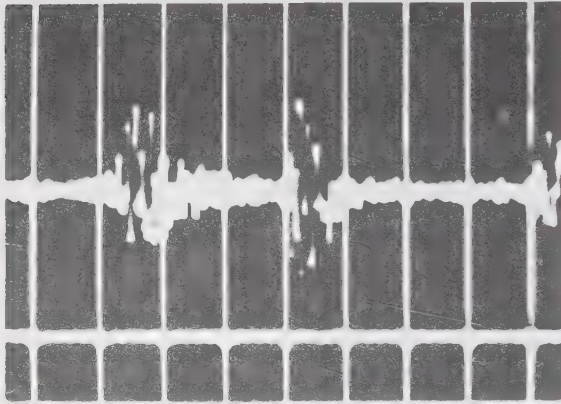
Pat. : M. H. 54 ♀
Diagn.: III.Ton, resp.
Spaltung
o.Spur: IIa u. III.Ton
u.Spur: I.Ton u. IIb
Raster: 100 msec



Pat. : M. H. 54 ♀
Diagn.: III. Ton
o.Spur: III. Ton
u.Spur: I. u. II. Ton
Raster: 100 msec



G. GERÄUSCHBILD BEI ABSOL. ARRHYTHMIE MIT SYSTOLICUM



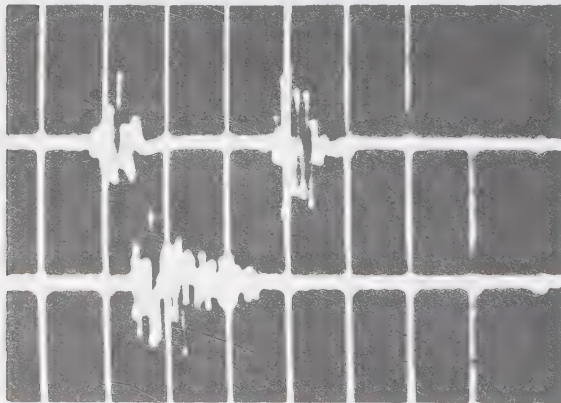
Pat. : S. E. ♀

Diagn.: Systol., abs.
Arrhythmie

o.Spur: Herzschall

u.Spur: frei

Zeitraster 100 msec



Pat. : S. E. ♀

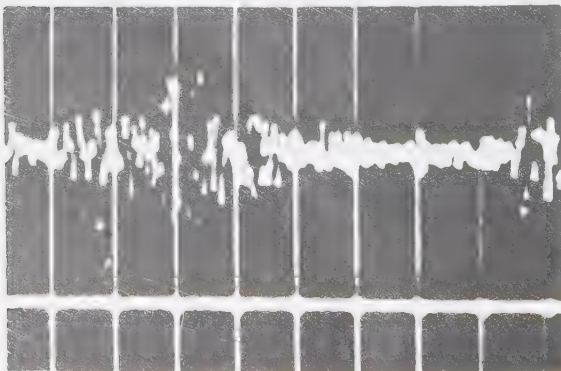
Diagn.: Syst., abs. Arrh.

o.Spur: I. u. II. Ton

u.Spur: Systolicum

Raster: 100 msec

H. ABSOL. ARRHYTHMIE MIT SYSTOL. UND DIASTOL. GERÄUSCH



Pat. : N. R. 50 ♂

Diagn.: Syst.u.Diast.
Geräusch bei
absol.Arrhythmie

o.Spur: Herzschall

u.Spur: frei

Raster: 100 msec



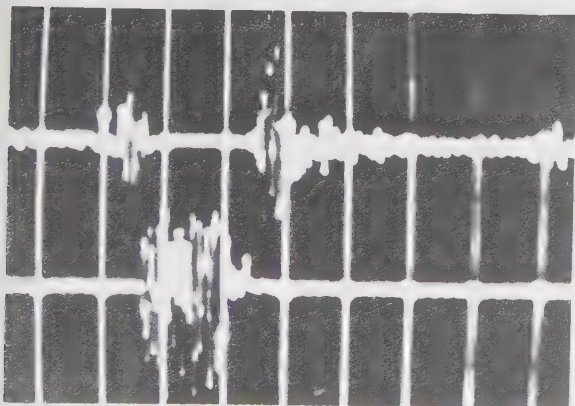
Pat. : N. R. 50 ♂

Diagn.: syst.u.diast.
Geräusch
bei absol.
Arrhythmie

o.Spur: Systol. u.
Diastolicum

u.Spur: I.u.II.Ton

Raster: 100 msec



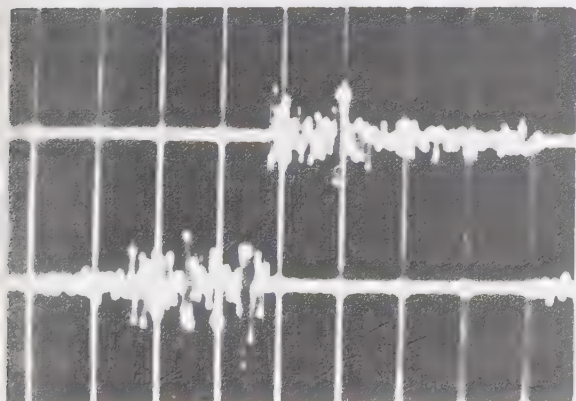
Pat. : N. R. 50 ♂

Diagn.: syst.u.diast.
Geräusch bei
absol.
Arrhythmie

o.Spur: I.u.II.Ton,
Diastolicum

u.Spur: Systolicum

Raster: 100 msec



Pat. : N. R. 50 ♂

Diagn.: syst.u.diast
Geräusch bei
absol.Arrhyth-
mie

o.Spur: Diastolicum

u.Spur: I.u.II.Ton,
Systolicum

Raster: 100 msec

II. Auswahl einzelner Komponenten für eine Schwingungsanalyse

In der Phonokardiographie nehmen die Bemühungen um eine Frequenzanalyse der bei der Herzaktion auftretenden **Schwingungen** einen breiten Raum ein (19). Sofern die Frequenzanalyse nach dem Prinzip der Ausfilterung betrieben wird, wie es heute überwiegend üblich ist, vermag die hier dargestellte Apparatur keine Vorteile zu bieten. Anders aber für die Frequenzanalyse, die nach dem rechnerischen (20.21.22.23) oder mechanisch-graphischen Prinzip (24.25.26) vorgeht. Die Leistungsfähigkeit dieser Methode wird durch die genaue Registrierung der zu analysierenden Kurvenzüge begrenzt.

Die mechanische Herzschrallregistrierung ist mit den gebräuchlichen Mitteln nur bis zu einer oberen Frequenzgrenze - ca. 200 Hz bei Hebeldirektschreibern, ca. 600 Hz bei dem Schreiber nach ELMQUIST - unverfälscht möglich.

Die Verwendung des fast trägheitslosen Kathodenstrahloszillographen stößt auf die Schwierigkeit, bestimmte zeitlich definierte Anteile aus dem Komplex des Herzschralls im richtigen Moment auf die volle zur Verfügung stehende Bildschirmbreite zu projizieren.

Unter Zuhilfenahme der oben dargestellten Apparatur ist es möglich, jeden gewünschten Anteil des Herzschralls auf die volle Bildschirmbreite auszudehnen, und photographisch zu registrieren. Die so gewonnenen Photographien stehen einer weiteren Analyse zur Verfügung.

Im folgenden soll die Frequenzanalyse zweier verschiedener Mitralöffnungsstöne der selben Patientin (Th. I. 29 J. q) gezeigt werden.

A. Die erste Analyse erfolgte rechnerisch nach den Tabellen zur Harmonischen Analyse bis zur 6. Harmonischen. Über die Grundlagen und Einzelheiten des Rechnungsganges sei auf STULTZ (22.23) verwiesen.

Der photographierte MÖT wurde in eine Wertreihe zerlegt, die sich an das Zeitraster von 3 msec anschloß. Die Abb. 19 zeigt die Umzeichnung der Photographie.

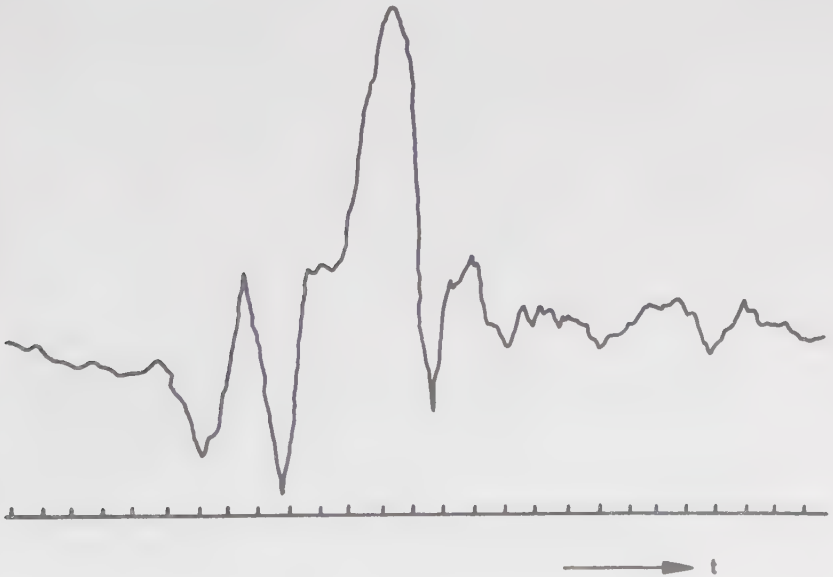


Abb. 19 Umzeichnung eines Mitralöffnungstons der Pat.
T. I. 29 J. ♀ . Klin. Diagnose: Mitralstenose.
Grundperiode 31 Hz. Zeitraster 3 msec.

Die aus der Reproduktion der Wertreihe erhaltene Kurve vermag den Originalkurvenzug im Rahmen der hier erstrebten Genauigkeit hinreichend zu repräsentieren. (Abb. 20)

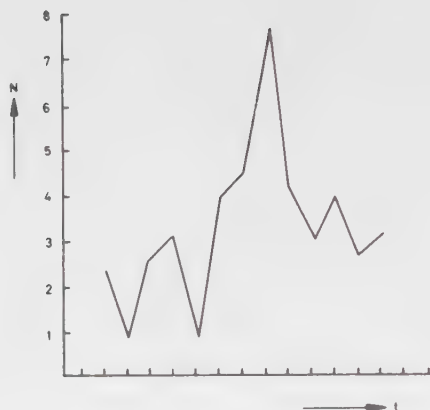


Abb. 20 Wertereihendiagramm des Mitralöffnungstons der Abb. 19 Abszisse: Zeitraster $t = 3$ msec. Ordinate: Amplitudenwerte (N).

Das Diagramm (Abb. 21) zeigt nach Durchrechnung dieser Werte die Amplitudenverteilung für die der Grundschwingung 31 Hz überlagerten Obertöne. Der grobe Überblick zeigt, daß im Bereich der 3. Harmonischen, d.h. um 90 Hz und im Bereich der 5. Harmonischen, also um 150 Hz bevorzugte Obertöne auftreten.

B. Die mechanische Analyse mit dem harmonischen Analysator nach MADER wurde für den folgenden Mitralöffnungston bis zur 9. Harmonischen durchgeführt. Über die Grundprinzipien dieses Verfahrens lese man bei MADER (24) und GRÜTZMACHER (25) nach.

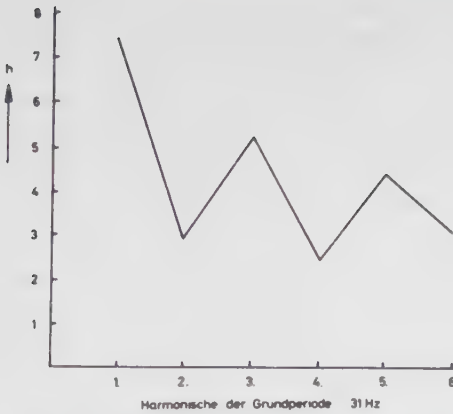


Abb. 21 Harmonische Analyse des MÖT der Abbildung 19. Die Abzisse zeigt die harmonischen Obertöne der Grundperiode 31 Hz. Auf der Ordinate sind die Größen der entsprechenden Partialschwingungen als Maßzahl (h) wiedergegeben.

Die Abb. 22 stellt die Umzeichnung des analysierten Mitralöffnungsstones dar.

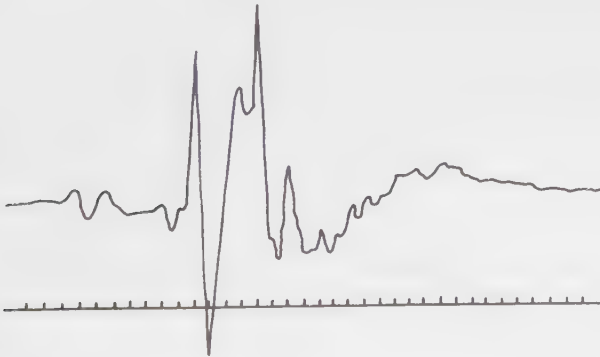


Abb. 22 Umzeichnung eines Mitralöffnungsstones (MÖT) der Pat. T.I. 29 J 9. Klinische Diagnose: Mitralstenose. Grundperiode 20,8 Hz. Zeitraster 3 msec.

Das Ergebnis dieses Verfahrens zeigt für die Amplitudenverteilung der Obertöne zur Grundschwingung 20,8 Hz eine Bevorzugung der Frequenzen um 40 Hz, 80 Hz und um 145 Hz (vgl. Abb. 23)

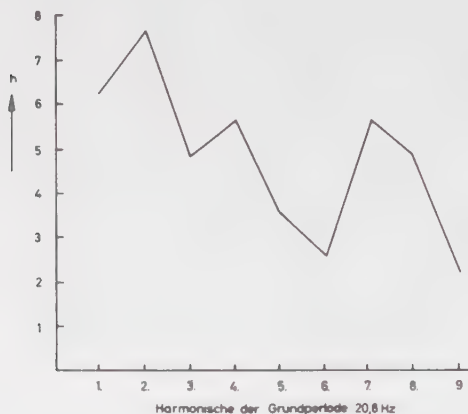


Abb. 23 Harmonische Analyse des MOT der Abbildung 22. Die Abzisse zeigt die harmonischen Obertöne der Grundperiode 20,8 Hz. Auf der Ordinate sind die Größen der entsprechenden Partialschwingungen als Maßzahl (h) wiedergegeben.

Beide Ergebnisse stimmen - unter den Kautelen der Analyse kurzzeitiger Schwingungen - hinlänglich überein, das mag auf eine Konstanz der im Spektrum des MOT vorhandenen Frequenzkomponenten hindeuten.

Das dargestellte Verfahren erlaubt eine genaue Untersuchung kurzzeitiger Herzschallkomponenten und gestattet überdies Aussagen über die im Schallspektrum vorhandenen Phasenbeziehungen der einzelnen Schwingungen.

DISKUSSION UND AUSBLICK

Die zur Durchführung des Verfahrens nötige umfangreiche Apparatur legt die Frage nahe, ob der erreichte Nutzen den Aufwand rechtfertigt. Hierzu sei bemerkt, daß die Vereinfachung der Auskultationserlernung weit umfangreichere Anstrengungen rechtfertigte, sofern nur durch diese die Erlernung vorangetrieben würde, da heute die Auskultation nur von wenigen zuverlässig beherrscht wird.

Ein ernstzunehmendes Hindernis, das der allgemeinen Einführung entgegensteht, bildet die Schwierigkeit der Bedienung. Die Möglichkeit des Versagens einer Apparatur nimmt naturgemäß proportional der Zahl der angeschlossenen Geräte zu. Die in solchen Fällen erforderliche Fehlersuche kann nur von vorgebildetem Bedienungspersonal durchgeführt werden, das Verständnis für den Aufbau und die Arbeitsprinzipien der Anlage hat.

Die Steuerung der gesamten Anlage erfolgt letztlich durch die Potentialänderungen des EKG. In Fällen, in denen sich keine einwandfrei isolierte R-Zacke darstellen läßt, findet die beschriebene Methode ihre Grenze. Die Ansteuerung wird dann zumindest unsicher oder versagt ganz. Meistens läßt sich aber - notfalls durch Brustwandableitungen - irgendein fester und exponierter Bezugspunkt im EKG ableiten, der dann für eine Steuerung der Apparatur verwendet werden kann.

Die Abgrenzung der physiologischen Anteile aus einem pathologisch veränderte Schallbild mit kontinuierlichen Geräuschen trägt häufig artefizielle Züge. Hier leistet das Ohr bei der Kontrolle der Aufspaltung bessere Dienste, als das Auge. In derart gelagerten Fällen läßt sich ein Schaltknacken selten vermeiden. Wie weit hier durch elektronische Schalter in absehbarer Zeit ein Wandel geschaffen werden kann, bleibt abzuwarten.

Ob die Verwendung von Equalizern in der Phonokardiographie Eingang finden wird, sei dahingestellt. Sie dämpfen lautstarke Komponenten, schwache verstärken sie, doch haftet ihnen der Mangel an, daß sie ein unübersichtliches Geräuschbild liefern, da letztlich die Skandierungen fehlen, die die zeitliche Orientierung ermöglichen.

Eine demnächst in Angriff zu nehmende Aufgabe ist die zeitliche Auseinanderdehnung eng aneinanderliegender Herzschallanteile, um zu einer besseren Beurteilung der einzelnen Komponenten zu gelangen.

Die mit Hilfe der vorstehend beschriebenen Methode mögliche Frequenzanalyse auch auf die Phasenwinkel der beteiligten Schwingungen hin, wird Rückschlüsse auf den Ort der Schwingungsentstehung zulassen, die unser Wissen um die Entstehung des Herzschalls vertiefen werden.

Z U S A M M E N F A S S U N G

Die vorliegende Arbeit beschreibt die bei der Herzauskultation geltenden sinnesphysiologischen Gegebenheiten.

Daraus abgeleitet wird eine Methode beschrieben, die es gestattet den Herzschall in seine physiologischen und pathologischen Anteile aufzuspalten, die getrennt verstärkt und registriert werden. Eine Erweiterung der Methode dient der gezielten Darstellung einzelner Komponenten für eine Frequenzanalyse.

Die Arbeitsweise der Apparatur wird durch die Oszillogramme einiger Herzschallschriebe belegt, für zwei Mitralöffnungstöne wird eine Frequenzanalyse durchgeführt.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- 1 HOLLDACK, K.: Grenzen der Herzauskultation, Sitzungsbericht der Heidelberger Akademie der Wissenschaften, 4. Abhandlung Heidelberg 1949
- 2 YOSHIMURA, S., SUGAI, J., SATO, Y., OKAMURA, T. and OBATA, S.: Problems on Analysing Heart Sounds and Murmurs, Proceedings of the THIRD INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL ELECTRONICS London 1960
- 3 McKUSICK, V.A.: Cardiovascular Sound in Health and Disease, Baltimore 1958 (Resonanz S. 147), (Abb. S. 65)
- 4 FLETCHER, H., MUNSON, W.A.: J.A.S.A. 5, 82-108 (1933)
- 5 BEKESY, G.v.: Phys. Z. 30, 115 (1929)
- 6 STEUDEL, U.: Z. Hochfrequenz 41, 116 (1933)
- 7 BRÜCK, W., KOTOWSKI, P. und LICHTÉ, R.: Z. technische Physik 16, 516 (1935)
- 8 MUNSON, W.A.: J.A.S.A. 19, 584 (1947)
- 9 SMALL, A.M., BRAND, J.F. and COX, P.G.: J.A.S.A. 34, 513 (1962)
- 10 MILLER, G.A.: J.A.S.A. 20, 160-170 (1948)
- 11 MILLER, G.A., TAYLOR, W.G.: J.A.S.A. 20, 171 (1948)
- 12 GARNER, W.R.: J.A.S.A. 19, 600-608 (1947)
- 13 TRENDLENBURG, F.: 'Akustik' Göttingen 3. Aufl. 1961
- 14 BEKESY, G.v.: Ann. d. Physik 16, 844-860 (1933)
- 15 BEKESY, G.v.: Akust. Zs. 8, 66-76 (1943)
- 16 GOLDSTEIN, M.H., KIANG, N-Y-S and BROWN, R.M.: J.A.S.A. 31, 356-364 (1959)
- 17 PLAKL, W.F., GOLDSTEIN, M.H. and KIANG, N-Y-S : J.A.S.A. 34, 562 (1962)
- 19 BLUME, H.J.: Zs. für Kreislaufforschung 44, 821-829 (1955)

- 20 BLUME, J.H.: Zs. für Kreislaufforschung 44, 461-470 (1955)
- 21 BLUME, J.H.: Zs. angewandte Math. Mech. 23, 346-358 (1943)
- 22 STUMPF, K.: Grundlagen und Methoden der Periodenforschung, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1937
- 23 STUMPF, K.: Tabellen und Aufgaben zur Harmonischen Analyse und Periodogrammrechnung, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1939
- 24 MADER, O.: ETZ 30, 847 (1909)
- 25 GRÜTZMACHER, M.: Akust. Zs. 8, 49-63 (1943)
- 26 OBERHOFFER, G.: Zs. für Kreislaufforschung 43, 418-425 (1954)
- 27 SKUDRZYK, E.: 'Die Grundlagen der Akustik', Wien 1954, (Abb. S. 40)
- 28 LUISADA, A.A.: The Expanding Horizon of Phonocardiography, Archiv f. Kreislaufforschung 33, 38-62 (1960)
- 29 HOLLDACK, K. und WOLF, D.: Atlas und kurzgefaßtes Lehrbuch der Phonokardiographie und verwandter Untersuchungsmethoden, Stuttgart 3. Aufl. 1962
- 30 HOLLDACK, K. und WOLF, D.: Herzschaftfibel, Einführung in die Mechanokardiographie, Stuttgart 2. Aufl. 1962

Es ist mir ein Bedürfnis an dieser Stelle Herrn Professor Dr. K. Holldack für die Überlassung des Themas, sowie für die großzügige und verständnisvolle Förderung der vorliegenden Arbeit zu danken.

Herr Dozent Dr. Dr. G. Fuchs hat mich bei physikalischen Fragen in entgegenkommender Weise beraten, ich möchte ihm dafür hier danken.

Mein Dank gilt ebenso der Thyssenstiftung, durch deren Unterstützung der Fortgang der Untersuchung außerordentlich erleichtert wurde.

L E B E N S L A U F

Am 29.November 1937 wurde ich, Cornelius Klaus Blesius, als Sohn des Dr.rer.pol.Nikolaus Blesius und seiner Ehefrau Erica Blesius in Berlin geboren.

Meine ersten Lebensjahre verbrachte ich in Berlin; nach Kriegsende besuchte ich die Volksschulen in Willingen/Hessen und in Steinau Kreis Schlüchtern. 1950 trat ich in das Domgymnasium in Fulda ein. 1951 wurde ich in das Internat der Ulrich-von Hutten-Schule in Schlüchtern aufgenommen, an der ich 1958 die Reifeprüfung bestand. 1956 starb mein Vater in Freiburg im Breisgau.

Nach dem Abitur begann ich 1958 das Studium in der Philosophischen Fakultät der Albert-Ludwig-Universität in Freiburg.

Mein wachsendes Interesse an den Naturwissenschaften führte mich 1959 dazu, das Studium der Medizin aufzunehmen.

1960 bestand ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung und 1961 die ärztliche Vorprüfung erfolgreich.

Nach der ärztlichen Vorprüfung führte ich meine Studien vier Semester an der Freien Universität Berlin fort. Während dieser Zeit hatte ich Gelegenheit unter der Leitung von Prof.Dr.K.Holldack die vorliegende Arbeit anzufertigen.

Zu Beginn des Wintersemesters 1963/64 kehrte ich zur Albert-Ludwig Universität in Freiburg zurück, wo ich mich im Sommersemester 1964 zur ärztlichen Prüfung meldete, die ich am 20.November 1964 mit gutem Erfolg bestand.

